

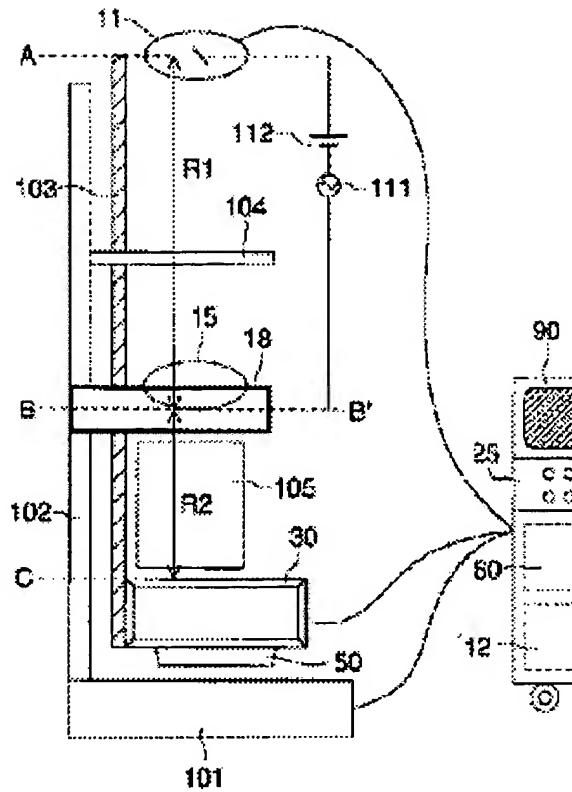
EQUIPMENT FOR TAKING X-RAY

Patent number: JP2001238871
Publication date: 2001-09-04
Inventor: HONDA BON; ISHIZAKA SATORU; OHARA HIROSHI
Applicant: KONICA CORP
Classification:
- international: A61B6/00; G03B42/02
- european:
Application number: JP20000053562 20000229
Priority number(s):

Abstract of JP2001238871

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide equipment for taking X-rays that can take both normal X-rays and phase images easily.

SOLUTION: The equipment for taking X-rays has a radiation source (11) with small focus, a table (18) that holds objects (15) for taking X-rays, a reading device (30) that manipulates information on X-ray images obtained after X-rays pass through the objects, a device for adjusting distance (102) that adjusts distance R1 or distance R2, and a controlling device that controls conditions for irradiation of the radiation source with small focus. The X-ray equipment features that the controlling device can control the conditions for irradiation of the radiation source with small focus according to information on distance about the distance R1 or the distance R2.



(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-238871

(P2001-238871A)

(43)公開日 平成13年9月4日(2001.9.4)

(51)Int.Cl.

A 61 B 6/00
3 2 0
3 0 0
3 3 0
G 03 B 42/02

識別記号

F I

マーク*(参考)

A 61 B 6/00
3 2 0 M 2 G 0 8 8
3 0 0 A 2 H 0 1 3
3 3 0 Z 4 C 0 9 3
G 03 B 42/02
Z
B

審査請求 未請求 請求項の数13 O.L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号

特願2000-53562(P2000-53562)

(22)出願日

平成12年2月29日(2000.2.29)

(71)出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72)発明者 本田 凡

東京都日野市さくら町1番地コニカ株式会社内

(72)発明者 石坂 哲

東京都日野市さくら町1番地コニカ株式会社内

(72)発明者 大原 弘

東京都日野市さくら町1番地コニカ株式会社内

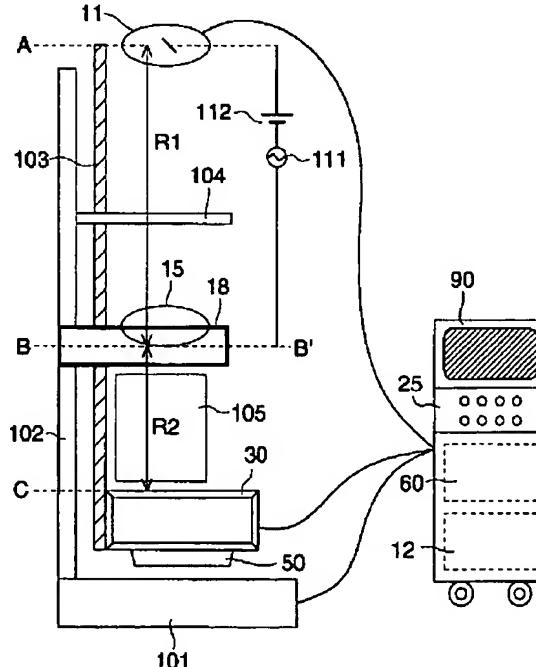
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線画像撮影装置

(57)【要約】

【課題】 簡便に通常撮影および位相画像撮影の両方を行うことの出来る撮影装置を提供する。

【解決手段】 小焦点放射線源(11)と、被写体(15)を保持する保持部材(18)と、前記被写体を透過した放射線画像情報を読み取る読み取り手段(30)と、距離R1または距離R2を変更する距離変更手段(102)と、前記小焦点放射線源の放射条件を制御する制御手段(60)とを有し、前記制御手段は少なくとも距離R1または距離R2に関する距離情報に応じて前記小焦点放射線源の放射条件を制御することを特徴とする放射線画像撮影装置。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体に放射線を照射する小焦点放射線源と、前記被写体を保持する保持部材と、前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像情報を読み取る読み取り手段と、前記小焦点放射線源と前記保持部材との間の第1の距離または前記保持部材と前記読み取り手段との間の第2の距離を変更する距離変更手段と、前記小焦点放射線源の放射条件を制御する制御手段とを有し、前記制御手段は少なくとも前記第1の距離または前記第2の距離に関する距離情報を応じて前記小焦点放射線源の放射条件を制御することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項2】 前記保持部材に対して前記小焦点放射線源とは反対側に放射線検出器を有し、前記制御手段が前記放射線検出器が検出した放射線強度情報を応じて前記小焦点放射線源の放射条件を制御することを特徴とする請求項1に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項3】 前記読み取り装置が、増感紙とハロゲン化銀写真フィルムとを組み合わせた組体または輝尽性発光をする蛍光板を有することを特徴とする請求項2に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項4】 前記読み取り手段が、放射線を電気信号に変換するものであることを特徴とする請求項1に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項5】 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から変更して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする請求項4に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項6】 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から縮小して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする請求項5に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項7】 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から前記被写体と等倍に戻して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする請求項6に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項8】 少なくとも通常撮影モードと位相画像撮影モードとを切り替え可能な切り替え手段を有し、前記制御手段は、前記切り替え手段により選択されたモードに応じて前記距離変更手段を作動させるよう制御することを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項9】 前記保持部材を挟んで前記小焦点放射線源及び前記読み取り手段が垂直方向に配置されているこ

とを特徴とする請求項1～8のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項10】 前記保持部材を挟んで前記小焦点放射線源および前記読み取り手段が水平方向に配置されていることを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項11】 被写体に放射線を照射する小焦点放射線源と、前記被写体を保持する保持部材と、前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像情報を読み取る読み取り手段と、前記放射線画像情報を表示する画像表示手段または前記放射線画像情報を出力する画像出力手段とを有する放射線画像撮影装置において、放射線画像撮影時の画像拡大率から変更して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行う制御手段を有することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項12】 前記制御手段が、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から縮小して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする請求項11に記載の放射線画像撮影装置。

【請求項13】 前記制御手段が、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から前記被写体と等倍に戻して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする請求項12に記載の放射線画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線画像撮影装置に関し、詳しくは、焦点サイズが $30\text{ }\mu\text{m} \sim 300\text{ }\mu\text{m}$ の小焦点放射線源を用い、位相コントラストによるエッジ強調によって被写体の境界コントラストが高く、鮮銳性に優れる放射線画像を得ることが出来る放射線画像撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】放射線の一つであるX線が物質を透過する作用を利用するX線画像は、医用画像診断や非破壊検査等に広く利用されている。X線画像は、X線が被写体を透過するときに、被写体を構成する物質の原子量の大きさによってX線透過量が異なることによる陰影画像である。すなわちX線源からX線が放射され、被写体透過後のX線量の2次元分布をX線検出器で検出し、被写体のX線吸収コントラストに基づくX線画像を形成するものである。

【0003】最近、X線画像において、位相コントラスト画像と呼ばれる画像が提案されている。位相コントラスト画像とは、屈折コントラスト画像とも呼ばれるもので、Spring-8など放射光X線源から得る単色の平行X線による撮影や、 $10\text{ }\mu\text{m}$ 程度の焦点サイズをもつマイクロ焦点X線源による撮影によって得られるもの

である。通常の吸収コントラストのみの画像に比べ、被写体の境界のコントラストを高く描写でき、高精細X線画像を得ることが可能である。しかし、これら単色の平行X線や、焦点サイズが $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下のマイクロ焦点X線源を用いた撮影装置は、一般的医療機関で用いることは難しい。つまり、単色の平行X線を得るために放射光X線源は装置が巨大であり、また、マイクロ焦点X線源はX線強度が低すぎて、人体を透過することが出来ない。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本出願人は、鋭意研究の結果、特願平11-203969号や特願平11-266604号に記載したように、一般的医療機関で使用されているX線管（焦点サイズが $30\sim300\text{ }\mu\text{m}$ の小焦点放射線源）を用いて位相コントラスト画像を撮影する方法を見い出した。

【0005】上記方法によって位相コントラスト画像を得るにあたり、焦点サイズが $30\sim300\text{ }\mu\text{m}$ の小焦点放射線源から放射される放射線エネルギーの性質等から、小焦点放射線源と被写体との距離及び被写体とX線画像の読み取り装置との距離を一定条件とする必要がある。さらに、読み取り装置の種類によって、これら距離を前記一定条件とした場合に撮影が可能な小焦点放射線源の放射条件も設定、制御する必要がある。後述するが、小焦点放射線源を有する放射線撮影装置で位相コントラスト画像を得るのに、半影による悪影響を回避しつつ、エッジ強調も充分得られる条件が、ある一定範囲に限られているためである。この条件は、前記距離、被写体の性質、または放射線の種類等によって変わってくるものである。

【0006】また、位相コントラスト画像を撮影する「位相画像撮影モード」だけでなく、通常の吸収コントラストのみの画像を撮影する「通常撮影モード」の両方を、同一の撮影装置で行えることが望まれるが、同一の撮影装置で、位相画像撮影と通常撮影と両方に行うには、撮影条件を適宜変更しなければならない。しかし、一般的医療施設では、患者数が多く非常に忙しい状況にあり、いちいち手作業で撮影条件を変更することは現実的でない。

【0007】よって、本発明の目的は、簡便に通常撮影および位相画像撮影の両方を行うことの出来る撮影装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記本発明の目的は、下記構成によって達成された。

【0009】(1) 被写体に放射線を照射する小焦点放射線源と、前記被写体を保持する保持部材と、前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像情報を読み取る読み取り手段と、前記小焦点放射線源と前記保持部材との間の第1の距離または前記保持部材と前記読み取り手

段との間の第2の距離を変更する距離変更手段と、前記小焦点放射線源の放射条件を制御する制御手段とを有し、前記制御手段は少なくとも前記第1の距離または前記第2の距離に関する距離情報に応じて前記小焦点放射線源の放射条件を制御することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【0010】(2) 前記保持部材に対して前記小焦点放射線源とは反対側に放射線検出器を有し、前記制御手段が前記放射線検出器が検出した放射線強度情報に応じて前記小焦点放射線源の放射条件を制御することを特徴とする上記1に記載の放射線画像撮影装置。

【0011】(3) 前記読み取り装置が、増感紙とハロゲン化銀写真フィルムとを組み合わせた組体または輝尽性発光をする蛍光板を有することを特徴とする上記2に記載の放射線画像撮影装置。

【0012】(4) 前記読み取り手段が、放射線を電気信号に変換するものであることを特徴とする上記1に記載の放射線画像撮影装置。

【0013】(5) 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から変更して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする上記4に記載の放射線画像撮影装置。

【0014】(6) 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から縮小して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする上記5に記載の放射線画像撮影装置。

【0015】(7) 前記制御手段が、前記距離情報から放射線画像撮影時の画像拡大率を算出し、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から前記被写体と等倍に戻して前記放射線画像情報を画像表示手段により表示または画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする上記6に記載の放射線画像撮影装置。

【0016】(8) 少なくとも通常撮影モードと位相画像撮影モードとを切り替え可能な切り替え手段を有し、前記制御手段は、前記切り替え手段により選択されたモードに応じて前記距離変更手段を作動させるよう制御することを特徴とする上記1～7のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【0017】(9) 前記保持部材を挟んで前記小焦点放射線源及び前記読み取り手段が垂直方向に配置されていることを特徴とする上記1～8のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【0018】(10) 前記保持部材を挟んで前記小焦点放射線源および前記読み取り手段が水平方向に配置されていることを特徴とする上記1～9のいずれか1項に記載の放射線画像撮影装置。

【0019】(11) 被写体に放射線を照射する小焦点放射線源と、前記被写体を保持する保持部材と、前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像情報を読み取る読み取り手段と、前記放射線画像情報を表示する画像表示手段または前記放射線画像情報を出力する画像出力手段とを有する放射線画像撮影装置において、放射線画像撮影時の画像拡大率から変更して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行う制御手段を有することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【0020】(12) 前記制御手段が、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から縮小して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする上記11に記載の放射線画像撮影装置。

【0021】(13) 前記制御手段が、前記放射線画像撮影時の画像拡大率から前記被写体と等倍に戻して前記放射線画像情報を前記画像表示手段により表示または前記画像出力手段により出力を行うよう制御することを特徴とする上記12に記載の放射線画像撮影装置。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る放射線撮影装置について、X線撮影装置を実施の形態として図面を参照しながら説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。尚、以下の説明において「X線」と「放射線」は同義に扱う。また、同じ参照符号を付した部材は、同義の部材を意味する。

【0023】図1および図2は、X線画像撮影装置の全体構成図である。図1は、X線検出器を読み取り装置とは別に有するタイプ、図2は、読み取り装置がX線を直接電気信号に置き換え、X線検出器を兼ねるタイプである。

【0024】小焦点放射線源としてのX線源11にはX線源コントローラ12が接続されており、X線源コントローラ12によってX線源11の焦点11aから放射されるX線量を調整する。このX線量は、X線源11の放射条件の一つである。制御手段としてのコントロール装置60は、読み取り手段としての読み取り装置30または放射線検出器としてのX線検出器50から取得したX線強度情報（放射線強度情報）に応じて、X線源コントローラ12を制御する。コントロール装置60は、X線源コントローラ12を制御する他、読み取り装置30がX線を電気信号に変換するものである場合は、読み取り装置30から取得したX線画像情報（放射線画像情報）を適宜処理して、モニタ等の画像表示装置90（画像表示手段）に表示させたり、レーザイメージャ等の画像出力装置80（画像出力手段）からハードコピーを出力させたりする制御を行う。

【0025】X線源11から放射されるX線は被写体15を透過して読み取り装置30でX線エネルギー（X線

画像情報）として観測される。読み取り装置30は2次元構造、すなわち被写体15を透過するX線を検出するために必要な面積を有するものである。

【0026】図1においては、読み取り装置30に付設して、X線検出器50（いわゆるフォトタイマ）が設けられている。X線検出器50は、被写体15を透過してきたX線の強度を検出するものであり、ここで得られたX線強度情報が、コントロール装置60に送られる。このX線強度情報に応じて、コントロール装置60は、X線源コントローラ12を制御し、X線源11から放射されるX線量を調整する。このようにして調整されたX線量で被写体15を撮影し、読み取り装置30によってX線画像情報を保持する。

【0027】図2においては、読み取り装置30が、X線画像情報を直接電気信号に変換するものであるため、当該電気信号がX線強度情報を兼ねることになる。よってX線�出器は不用である。

【0028】またコントロール装置60に、位置判別手段としての位置判別装置20から、X線源11と保持部材18（被写体15との接触位置）との距離R1および保持部材18（被写体15との接触位置）と読み取り装置30との距離R2の距離情報が送られて、X線量の制御を行うことができる。

【0029】保持部材18はレール等に取り付けられていて、取り外し可能であり、またその位置を撮影モード等に応じて移動させ、係止することが出来る。保持部材18をレール上でスライドさせることによって、距離R1および距離R2を変更することが可能となるので、この場合レールが本発明における距離変更手段である。

【0030】X線源11としては、X線の波長が1Å前後のX線を放射するX線管を用いる。このX線管は熱励起によって生ずる電子を高電圧で加速して陰極に衝突させて、その運動エネルギーを放射エネルギーに変換することによってX線が放射されるものである。X線画像を撮影するとき、この加速電圧を管電圧として、また電子の発生量を管電流として、そして、X線放射時間を露光時間として設定する。電子が衝突する陽極（対陰極）は銅、モリブデン、ロジウム、タンクステンなど、その種類を変えることで、放射されるX線エネルギースペクトルを変えることができる。銅、モリブデン、ロジウムなどを陽極として用いる場合、X線のエネルギー分布の狭い比較的エネルギーの低い線スペクトルが得られ、その特性を利用してX線回折結晶分析や微細な構造を判読する乳房撮影に用いられる。タンクステンを陽極として用いる場合は広いスペクトルの比較的高いエネルギーのX線で、人体の胸部や腹部、頭部、そして工業一般的の非破壊検査に用いられる。医療用あるいは工業用では照射するX線量が多いことが特徴である。この場合、多量の電子を陽極に高速で衝突させるために陽極が発熱し、高温になると陽極が溶解する恐れがあることから、

陽極を回転させて衝突することで、発熱による不具合を回避することが行われる。すなわち回転陽極を用いることが一般的である。本実施の形態の撮影装置は、医療用あるいは非破壊検査を目的として用いる装置であるので、モリブデン、ロジウム、タンゲステンの回転陽極をもつX線管が望ましい。

【0031】ここでX線の焦点1aは、X線管1の例えれば回転陽極に電子が衝突して発生するX線を取り出す、被写体15方向から見た窓である。一般にこれは正方形であり、その1辺の長さが焦点サイズDである。焦点の形状が円である場合はその直径を、長方形である場合はその短辺をさす。この焦点サイズDの測定方法はピンホールカメラによる方法とマイクロテストチャートを用いる方法などがJIS Z 4704に記載されている。通常、焦点サイズDはX線管メーカーの測定に基づく値が製品仕様で示されている。

【0032】X線の焦点サイズDが大きいと放射されるX線量が多くなるが、図3に示すように、いわゆる半影が生じる。半影とは、図3に示すように焦点サイズDの大きさに起因して被写体15上の1点が、読み取り装置30上で大きさを持った像（図3では大きさEを持った像）として検出される現象であり、いわゆるボケのことである。従って、X線源が、単色の平行X線を射出するシンクロトロンや、点焦点と見なせるマイクロ焦点X線源と異なり、小焦点X線源では、有限な大きさの焦点サイズDを有するが故に、この半影の影響が問題となる。

【0033】一方、図4に示すように、被写体15と読み取り装置30との距離を間隔をもって離してX線撮影すると、X線の屈折に起因するエッジ強調（=位相コントラスト強調）画像を得ることが出来る。図4の被写体15の下端部に模式的に描いたように、X線が物体を通過するときに屈折して物体の境界内側のX線密度が疎になり、さらに被写体15の外側は被写体15を通過しないX線と重なることからX線密度が上昇する。このようにして被写体15の境界部分であるエッジが画像として強調される。これは被写体15と空気とのX線に対する屈折率の差から生じる現象と考えられる。エッジ強調画像（位相コントラスト画像）を得るには被写体15と読み取り装置30との距離を一定以上にすることが必要であり、この撮影モードを「位相画像撮影モード」と呼ぶ。一方、被写体15と読み取り装置30との距離を0とした場合は、吸収コントラストのみの画像が得られるが、これを「通常撮影モード」と呼ぶ。しかし図4において、被写体15と読み取り装置30との距離を大きくすると半影によるボケ幅E（図3）が増加することがわかる。こうしたことから一定以上のX線量を得るために焦点サイズDの下限値が決まり、そして屈折コントラストを半影のボケをしのいで実現して高鮮鋭な画像を得るために被写体15と読み取り装置30との距離、焦点から被写体15との距離またはX線物理特性などから、焦

点サイズDの上限が決まってしまう。従って通常の医療施設で位相コントラスト撮影を行うには、焦点サイズDは $30\text{ }\mu\text{m}$ 以上で $300\text{ }\mu\text{m}$ 以下であることが必要である。さらにX線管の対陰極がモリブデンやロジウムであるときは、焦点サイズDが $80\text{ }\mu\text{m}$ 以上で $300\text{ }\mu\text{m}$ 以下、対陰極がタンゲステンであるときは焦点サイズDが $30\text{ }\mu\text{m}$ 以上で $200\text{ }\mu\text{m}$ 以下であることが必要である。

【0034】上述の通り、位相コントラスト撮影を行うには、図4に示すように被写体15と読み取り装置30との距離を一定以上取らねばならない。このとき撮影時に被写体15が動くと、画像ボケが生ずるために、被写体15を固定する必要がある。従って図1または図2に示すように、X線源11と読み取り装置30との間に保持部材18を設置する。保持部材18は四角の枠、あるいはその枠に透明な薄いプラスチック板を貼りつけたものであることが好ましい。そして保持部材18を可動とし、X線源11と保持部材18（被写体15との接触位置）との間の第1の距離R1と、保持部材18（被写体15との接触位置）と読み取り装置30との間の第2の距離R2を自在に調整出来るようにする（距離変更手段）。距離変更は、保持部材18を支軸上にスライド可能に配設する等の方式をとることで達成可能である。距離変更手段によって距離R2を自在に変更することにより、位相画像撮影モード（ $R2 > 0$ ）と通常撮影モード（ $R2 = 0$ ）との切り替えを簡単に行うことが出来る。

【0035】また図1または図2に示したように距離R1及び距離R2を測定して、これを距離情報としてコントロール装置60に供給する位置判別装置20を設置し、コントロール装置60において、この距離情報から位相画像撮影における最適条件を自動的に設定するようにした。これによって、頻繁な撮影モードの切り替え也可能とした。

【0036】位置判別装置20は、赤外線を用いた測光による方式、保持部材をスライドするレールに線抵抗を設けて、その抵抗値測定から位置判別する方式、また離散的な測定には上記レールに溝や突起を設けて、それを感知することから位置判別する方式などが採用できる。

【0037】読み取り装置30は、①X線蛍光増感紙とハロゲン化銀写真フィルムとを組み合わせた組体、②輝尽性発光をする蛍光板、③X線エネルギーを光に変換するシンチレータとその光を読み取る光半導体素子を2次元に配列したX線読み取り装置、④X線エネルギーを直接に電気信号に変換する光導電体とその電気信号を読み取る半導体素子を2次元に配列したX線読み取り装置、⑤X線を光に変換するシンチレータとその光をCCDやCMOSなどに集光するためのレンズとを組み合わせたものを2次元に配列したX線読み取り装置、あるいは⑥X線を光に変換するシンチレータとその光を光ファイバでCCDやCMOSに導いて電気信号に置きかえるX線

読み取り装置を使うことができる。

【0038】読み取り装置が上記①または②のような場合は、図1に示したように、その背面にX線検知器としてのX線検知器を備え、検知したX線強度情報をコントロール装置60に送る。コントロール装置60では、取得したX線強度情報を読み取り装置30の感度等との関係から自動的にX線の照射条件を計算して、X線源コントローラ12を介して自動的にX線照射量をコントロールすることが好ましい態様である。

【0039】読み取り装置30が上記③～⑥のように、直接X線エネルギーを取り出すことが出来る場合は、X線検出器は必要とせず、図2に示したように、読み取り装置30自体を上記X線検出器と同様な機能として使用することが好ましい態様である。

【0040】本発明の撮影装置において、読み取り装置30を①X線蛍光増感紙とハロゲン化銀写真フィルムとの組体としたものは、SFシステム（スクリーンフィルムシステム）とも呼ばれる。X線蛍光増感紙はタンゲステン酸カルシウムやガドリニウムオキシサルファイドなどの希土類蛍光体を有するもので、X線エネルギーを青色あるいは緑色発光に置き換えるものである。特に希土類蛍光体を用いた増感紙については特開平6-67365号公報で開示されている技術を使用しても構わない。またハロゲン化銀写真フィルムは、支持体の片面のみに感光性乳剤が塗布されたものや支持体の両面に感光性乳剤が塗布されたものなどを使用することが好ましい。特に両面フィルムの場合、フィルム支持体を挟んだそれぞれの乳剤層の写真特性が異なる写真感光材料を使用することは好ましい態様である。また両面フィルムのそれぞれの乳剤面の間にクロスオーバー光を吸収する層を有する写真フィルムを使用することは好ましい。本発明で使用する片面そして両面フィルムのサイズは六つ切りサイズから半切サイズまで、あらゆるサイズのフィルムを用いることができる。これらハロゲン化銀写真感光材料は、特開平6-67365号公報や、例えば「改訂写真工学の基礎—銀塩写真編一」（日本写真学会編コロナ社1998年）に概説されている。また写真フィルムの現像処理については、現像処理温度を上げることやその処理時間を延ばすことで平均階調を上げることができが、自動現像処理を行うときには原則的にはフィルムメーカー指定の現像処理条件で処理することが好ましい。

【0041】上記のとくに、輝尽性発光とは、X線照射時には発光せず、照射後に可視光を照射することにより、既に照射したX線強度に対応する可視光発光が誘起されるものである。すなわち図1の読み取り装置30に輝尽性発光の蛍光体を置き、X線照射後にこの蛍光体をレーザ読み取り装置に移して輝尽性発光を読み取り、読み取った発光を光電子倍増管で電気信号に置き換えて、X線画像の電気信号を得るものである。この電気信号は適切な

画像処理を行った後に、モニタ等の画像表示手段に表示するか、あるいはレーザイメージヤ等の画像出力手段を用いてX線画像のハードコピーを得る。このとき、拡大撮影された画像であれば、予め拡大倍率を入力しておくことにより、自動的に実態サイズに戻して、モニタ上に表示あるいはハードコピーに出力することが好ましい態様である。輝尽性蛍光体を用いる読み取り装置30に関しては、特願平11-49080号で開示されている蛍光体、および輝尽性発光読取等の画像の可視化技術を本発明で使用することは好ましい態様である。

【0042】上記③～⑥で説明した放射線を電気信号に変換する読み取り装置については、特願平11-49080号あるいは“Handbook of Medical Imaging” Vol. 1, 第4章 “Flat panel imagers for digital radiography” (ed. R. V. Mattes 他, SPIE Press, Bellingham, 2000) に開示されている技術を使用することは好ましい態様である。これらの場合、読み取り装置で得られたX線画像の電気信号を適切に処理し、モニタ上あるいはハードコピーに画像を描いて、画像診断等に供せられる。

【0043】位相コントラスト画像を得るために「位相画像撮影モード」で拡大撮影を行った場合は、得られたX線画像はモニタや写真フィルムなどのハードコピー上には、被写体の実体サイズ（等倍）に自動的に戻して表示することが好ましい態様である。X線画像撮影時の画像拡大率は、コントロール装置60が、自動的に位置判別装置20から距離R1および距離R2に関する距離情報を取得して算出し、該算出値から画像表示装置90や、画像出力装置80にX線画像情報を送る際、画像拡大率を自在に変更して表示あるいは出力することが好ましい。

【0044】ハードコピーとしては、ハロゲン化銀写真感光材料を用いて自動現像機などで現像することにより画像が得られるもの、ハロゲン化銀写真感光材料であるがX線画像情報に応じたレーザ光による感光後に加熱により現像が行われるもの、X線画像情報に応じた加熱によって画像が描かれるもの等も好ましい実施態様である。また常温で固体のインクを加熱した液体状態のものをノズルから噴射して画像を描く固体インクジェット記録方法、常温で液体である染料もしくは顔料をノズルから噴射して画像を描くインクジェット記録方法、インクリボンを加熱により昇華させて記録媒体に固着させて画像を描く方法、カーボンなどを一面に塗布したシートを画像情報に基づきレーザー光などで過熱蒸発させることによるアブレイション画像形成方法などによるハードコピーを使用することは好ましい実施態様である。

【0045】図5は、X線画像撮影装置の制御手段としてのコントロール装置の構成を示している。コントロー

ル装置の全体動作を制御するCPU(Central Processing Unit)には、システムバス62と画像バス63と入力インタフェイス67とが接続される。システムバス62と画像バス63には撮影制御部66、切り替え部77、スケール情報生成部71、メモリ64、ディスク制御部70、画像処理部76、フレームメモリ制御部69、そして出力インタフェイス68などが接続されている。システムバス62を利用しCPU61によって各部の動作が制御されると共に、画像バス63を介して各部間でのX線画像情報の転送等が行われる。

【0046】撮影制御部66では、読み取り装置30の動作や読み取りゲイン等を制御するための制御信号を生成して読み取り装置30に供給すると共に、読み取り装置30からX線画像情報を読み出してフレームメモリ制御部69に供給する。また、CPU61で算出された半影の大きさに応じた読み取り画素サイズの設定を行う。

【0047】切り替え部77は、上述の「位相画像撮影モード」と「通常撮影モード」の切り替えを行う切り替え手段である。切り替え指示は、入力装置25から入力するようにしてもよい。

【0048】フレームメモリ制御部69には、フレームメモリ72が接続されており、読み取り装置30で生成されたX線画像情報がフレームメモリ72に記憶される。フレームメモリ72に記憶されたX線画像情報は読み出されてディスク制御部70に供給される。また、フレームメモリ72には、読み取り装置30から供給されたX線画像情報を画像処理部76で処理してから記憶するものとしてもよい。

【0049】フレームメモリ72からディスク制御部70にX線画像情報を供給する際には、例えば連続してX線画像情報が読み出されてディスク制御部70内のFI FOメモリに書き込まれ、その後順次ディスク装置73に記憶される。

【0050】フレームメモリ72から読み出されたX線画像情報やディスク装置73から読み出されたX線画像情報は、出力インタフェイス68を介して画像出力手段としての画像出力装置80や画像表示手段としての画像表示装置に供給されて、可視画像としてユーザに提供される。

【0051】スケール情報生成部71では、位置判別装置20から撮影制御部66を介して供給された拡大率等に基づいて、X線画像のサイズを判別するためのスケール情報を生成する。この生成されたスケール情報は、出力インタフェイス68を介して画像出力装置80または画像表示装置90に供給される。

【0052】画像処理部76では、読み取り装置30から撮影制御部66を介して供給されたX線画像情報の照射野認識処理、関心領域設定、正規化処理および階調処理等を行う。また、周波数強調処理やダイナミックレン

ジ圧縮処理等を行うものとしてもよい。さらに画像処理部76では、反影の影響を防止するための処理や、位相コントラスト撮影が行われたときに、被写体の輪郭を判別し易くする等の処理を行う。また撮影モード情報から、1倍以上に拡大して撮影した画像をモニタ等の画像表示装置90あるいはハードコピー等の画像出力装置80に1倍に戻して、実寸法にほぼ近い表示または出力を自動的に行うことができる。なお、画像処理部76をCPU61が兼ねる構成として、画像処理等を行うことも可能である。

【0053】入力インタフェイス67には、X線検出器50または読み取り装置30からX線強度情報、読み取り装置30から画像電気信号、そして切り替え部77から撮影モード情報、その他読み取り装置の感度やX線管設定電圧値などの情報が入力される。また、入力インタフェイス67にはキーボード等の入力装置25が接続される。この入力装置25を操作することで、撮影によって得られたX線画像情報を識別するための情報やX線画像の拡大率などの撮影に関する情報等の管理情報の入力が行われる。また、管理情報の入力は、キーボードを使用するだけでなく、磁気カード、バーコード、HIS(病院内情報システムネットワークによる情報管理)等を利用しても行われる。

【0054】なお、フレームメモリ72には、読み取り装置30から供給されたX線画像情報を記憶するものとしたが、供給されたX線画像情報を画像処理部76等で処理してから記憶するものとしてもよい。また、ディスク装置73には、フレームメモリ72に記憶されているX線画像情報、すなわち読み取り装置30から供給されたX線画像情報を画像処理部76で処理したX線画像情報を管理情報等とともに保存することが出来る。

【0055】SFシステムや輝尽性発光の蛍光板を読み取り装置30として使用する場合、コントロール装置60は、読み取り装置30やX線検出器50からのX線強度情報と、位置判別装置20からの位置判別情報と、撮影モード情報から、予めメモリ64に記憶させている焦点フォーカス径情報と制御プログラムなどを用いて撮影条件を算出し、X線源コントローラ12を通じて撮影制御を行うことになる。

【0056】読み取り装置30からX線画像情報の電気信号が入力される場合、コントロール装置60は、この電気信号情報、位置判別情報、撮影モード情報や読み取り装置感度やX線管設定電圧から、予めメモリ64に記憶させている焦点フォーカス径情報と制御プログラムなどを用いて撮影条件が算出し、X線源コントローラ12を通じて撮影制御を行う。

【0057】図6に、マンモグラフィ用のX線撮影装置の一例を示す。図6のX線撮影装置は、保持部材を挟んでX線源と読み取り装置が、垂直方向に配置されているタイプである。

【0058】保持部材18と、駆動源101と、握り棒104とは、第1支軸102に配設しており、それぞれの部材は、第1支軸102上をスライドして移動することが可能となっていて、距離R1および距離R2を変更することが出来る。よって、第1支軸102が距離変更手段である。X線源11と、読み取り装置30とは、第2支軸103に連結している。第2支軸103は、図中B-B'（保持部材18の被写体15との接触位置における水平方向）を回転軸として、回転可能である。第2支軸103を回転させることによって、保持部材18上に固定した被写体15を、真上方向から撮影したり、斜め方向から撮影したりすることができる。第2支軸103は、電気抵抗器を兼ねており、第2支軸の位置Aから位置B、電源112、電気抵抗位置検出器111とともに回路を成し、位置判別装置を形成している。位置Bが変更されると、電気抵抗が変わるために、電気抵抗位置検出器111の検出値から、距離R1および距離R2を算出出来る。距離R1および距離R2の距離情報より、放射条件を制御することになる。コントロール装置60は、得られた距離情報から放射線画像撮影時の拡大率を計算し、画像表示手段による表示時または画像出力手段による出力時に、当該拡大率を自由に変更して（好みは被写体と等倍）表示もしくは出力することが出来る。電気抵抗器（第2支軸103）は、被写体である人体が接触しないようにカバー等で覆うことが好み。尚、電源112による印加電圧は10Vを越えず、人体に感知しない範囲であることが好み。

【0059】X線源11はモリブデン回転陽極の焦点サイズD:100μmのX線管で、保持部材18の上部に位置している。距離R1は、X線源11の焦点位置Aと保持部材18の位置B（被写体15が保持部材18と接触する位置）との間隔であり、0.3mから1mの範囲で可変である。R2は、保持部材18の位置Bと読み取り装置30の位置Cとの間隔であり、0から0.5mまで可変である。

【0060】キーボード等の入力装置25から「通常撮影モード」を入力すると（切り替え手段）、コントロール装置60が、R1は0.6mの位置に、R2は0の位置に、保持部材18や読み取り装置30を、モーター等の駆動源101の作動により自動的に配置する。例えば増感紙MD-100（コニカ社製）とマンモ撮影用片面フィルムCMH（コニカ社製）の感度にあった撮影条件を予め入力しておくと、例えば28kVp、12mAの1.2秒の放射条件を自動的に設定し、X線源コントローラ12を制御してX線撮影ONの状態とし、通常撮影を行う。

【0061】また、「位相画像撮影モード」を入力すると、R1を1mの位置に、R2を0.5mの位置に、X線源11、保持部材18および読み取り装置30を自動的に配置する。そして例えばXGMバック増感紙（コニ

カ社製）とマンモ撮影用片面フィルムCMH（コニカ社製）の感度にあった撮影条件、すなわち28kVp、16mA、3秒露光の放射条件を自動的に設定し、X線源コントローラ12を制御してX線撮影ONの状態とし、位相画像撮影を行う。このときR1とR2の距離情報、撮影条件などが、被写体15の患者情報とともにコントロール装置60を通じてフィルムに焼きこみ、フィルムを現像処理して、マンモグラフィ画像を得る。この例では、読み取り装置30はSFシステムを用いているが、輝尽性発光する蛍光体や上記その他の読み取り装置を用いることができる。例えば、輝尽性発光する蛍光板としてコニカ社製REGIUSプレートRP-1S（四つ切りサイズ）を用いて、撮影後にコニカ社製REGIUS MODEL150で画像を読み取り、適切な画像処理を行った後にモニタ等画像表示装置に描出するか、あるいは得られた放射線画像情報を用いてレザイメージャ等画像出力装置を用いて、ハードコピーを得ることが出来る。このとき、位相画像撮影モードでは被写体の実寸から拡大撮影されていることになるので（読み取り装置と被写体が離れているため）、画像表示装置での表示や、画像出力装置での出力は、当該放射線画像撮影時の拡大率（被写体の実寸からの拡大率）に基づき、被写体の実寸（等倍）に戻して表示または出力することが好み。例えば、本発明の放射線画像撮影装置のコントロール装置60から、REGIUS MODEL150に送ることにより、自動的に所定のサイズに縮小して、画像表示または画像出力することが好みの態様である。

【0062】また、本実施の形態では、コントロール装置60、X線源コントローラ12、入力装置25、画像表示装置90を一体化したものとしたが、分離状態でも差し支えない。本実施の形態において、保持部材18と読み取り装置30との間に、X線進路に異物が侵入して、画像を遮らないようにするための防御板105を設置し、また、被写体15である患者の動きを制するための握り棒104などを具備することが好みの態様である。

【0063】図7に、胸部単純X線画像用のX線撮影装置の一例を示す。このX線撮影装置は、保持部材を挟んでX線放射線源および読み取り装置が水平方向に配置されているタイプである。

【0064】X線源11、保持部材18、読み取り装置30、駆動源101は、レール106上をスライド可能に配設されていて、距離R1および距離R2を自在に変更できるようになっている。レール106が距離変更手段である。

【0065】121は赤外線位置検出器であり、X線源11の位置Aから赤外線を射出し、保持部材18で反射して返ってきた赤外線を受光することによって、距離を測定する位置判別装置である。厳密には、保持部材の厚さを加算して、距離R1を算出することになる。赤外線

位置検出器121は、赤外発光ダイオードを内蔵して赤外線を発射し、保持部材18に備えた反射板等で反射された赤外光を読み取るものである。読み取り装置30の位置を予め設定しておくことで、距離R2を算出することが出来る。コントロール装置60は、赤外線位置検出器121によって得られた距離情報から、放射条件を制御し、放射線画像撮影時の拡大率を変更して、画像表示手段による表示または画像出力手段による出力を行う。

【0066】X線源11は、タンクスチン回転陽極の焦点サイズ70μmのX線管である。距離R1は0.3mから3mの範囲で可変であり、R2は0から1mまで可変である。キーボード等の入力装置25から「通常撮影モード」の入力をすると、コントロール装置60が、駆動源101を作動して、R1を2m、R2を0の位置にするよう保持部材18や読み取り装置30を自動的に配置する。そして、予め登録されている当該距離情報に対応する放射条件として120kVp、8mAの0.5秒露光を自動的に設定し、X線源コントローラ12を制御して、X線撮影ONの状態とし、通常撮影を行う。

【0067】入力装置25から「位相画像撮影モード」の入力をすると、コントロール装置60が、R1を1.5m、R2を1.5mの位置にするよう駆動源101を作動して、X線源11、保持部材18および読み取り装置30を自動的に配置する。そして当該距離情報に対応する放射条件を計算して、自動設定する。

【0068】「位相画像撮影モード」で得られた画像は、被写体15の実体サイズよりも拡大されているので、画像表示装置90上に表示されるときは、被写体15の等倍サイズに戻す。得られた画像は画像表示装置90に一旦表示され、必要に応じてハロゲン化銀写真フィルムのレーザイメージ等の画像出力装置80からハードコピーとして出力することが可能である。画像表示装置90上の表示もしくはハードコピーの出力においては、位相コントラスト画像と通常に撮影された画像とを並べて表示することもできる。また、これらX線画像は他のモダリティ、すなわちX線CT、MRI、US、RI、内視鏡画像、眼底画像などとも並べて表示することができる。さらに文字情報として患者情報のほかに、医師の診断コメントや承認などのサイン、また病変などを指し示す矢印や囲み円などを同時に書きこむことができる。そして、病院内のオーダリングシステムとも連動させることは、好ましい態様である。本実施の形態では、X線画像情報を直接電気信号として取り出す例を示したが、SFシステムや輝尽発光蛍光板を用いることもできる。また、コントロール装置60とX線源コントローラ12を一体化しているが、分離状態でももちろん差し支えない。

【0069】図8、図9および図10を用いて、X線画像情報を直接電気信号に変換可能な読み取り装置の一例を説明する。

【0070】図8に示すように、この読み取り装置は、88cm平方の受像平面を持つ。4cm平方面の細分画像を、5枚組みレンズでエリアセンサであるCCD上に結像させて、全部で $22 \times 22 = 484$ の画像を画像処理で結合して1枚のX線画像情報を得る。

【0071】図9に、読み取り装置の横断面図を示す。また、図10に、一つのレンズユニットの概略を示す。

【0072】蛍光層42は、300ミクロンメータ厚の直径約10μm程度のタリウム賦活のCsI柱状結晶である。蛍光層42の両側に保護膜43、44が設けられ、隔壁40で区画された部分に対応してレンズユニット45がレンズ支え板46に組み付けられている。レンズユニット45でCCDもしくはCMOS等の撮像素子のエリアセンサ47は基板48に組み付けられている。

【0073】

【発明の効果】簡便に通常撮影および位相画像撮影の両方を行うことの出来る撮影装置を提供できた。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のX線画像撮影装置の全体構成図である。

【図2】本発明のX線画像撮影装置の別の形態の全体構成図である。

【図3】焦点サイズと半影の関係を説明する図である。

【図4】位相コントラスト画像の原理を説明する図である。

【図5】本発明のX線画像撮影装置の制御手段の構成を示す図である。

【図6】本発明のマンモグラフィ用のX線撮影装置の一例を示す図である。

【図7】本発明の胸部単純X線画像用のX線撮影装置の一例を示す図である。

【図8】本発明の放射線画像撮影装置の読み取り装置の受像平面を説明する図である。

【図9】図8の読み取り装置の横断面図を示す図である。

【図10】図8の読み取り装置の一つのレンズユニットを示す概略図である。

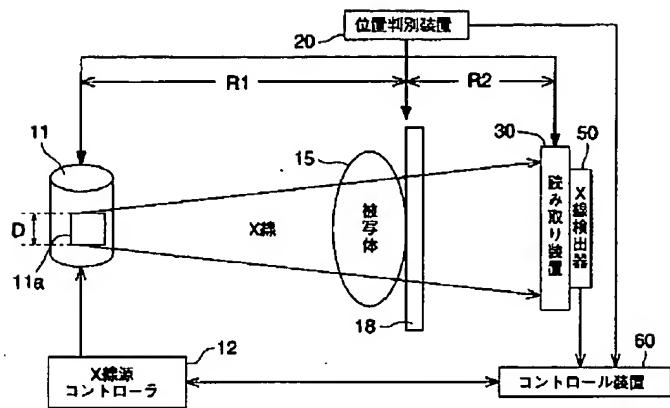
【符号の説明】

- 11 X線源
- 12 X線源コントローラ
- 15 被写体
- 18 保持部材
- 20 位置判別装置
- 25 入力装置
- 30 読み取り装置
- 42 蛍光層
- 45 レンズユニット
- 47 エリアセンサ
- 50 X線検出器
- 60 コントロール装置

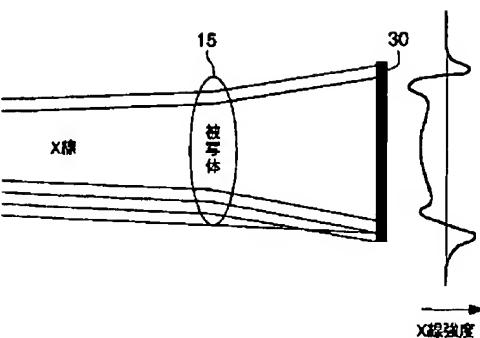
80 画像出力装置
90 画像表示装置
101 駆動源
102 第1支軸
103 第2支軸

104 握り棒
105 防御板
106 レール
D 焦点サイズ
E 半影の幅

【図1】

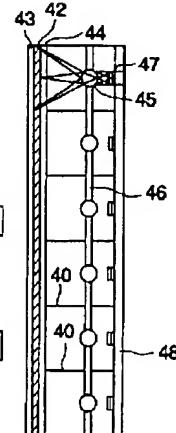
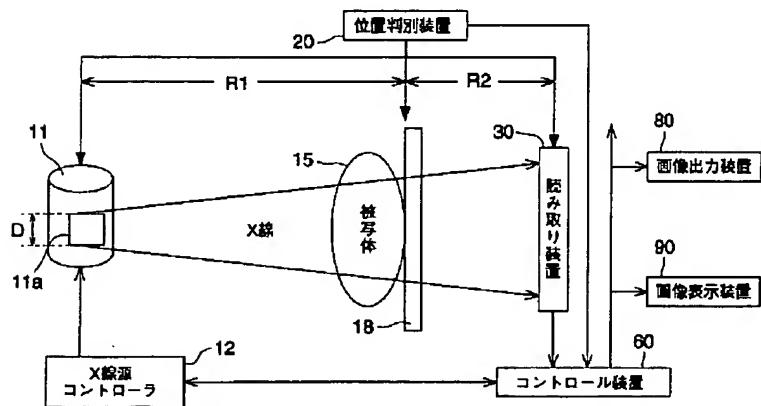


【図4】

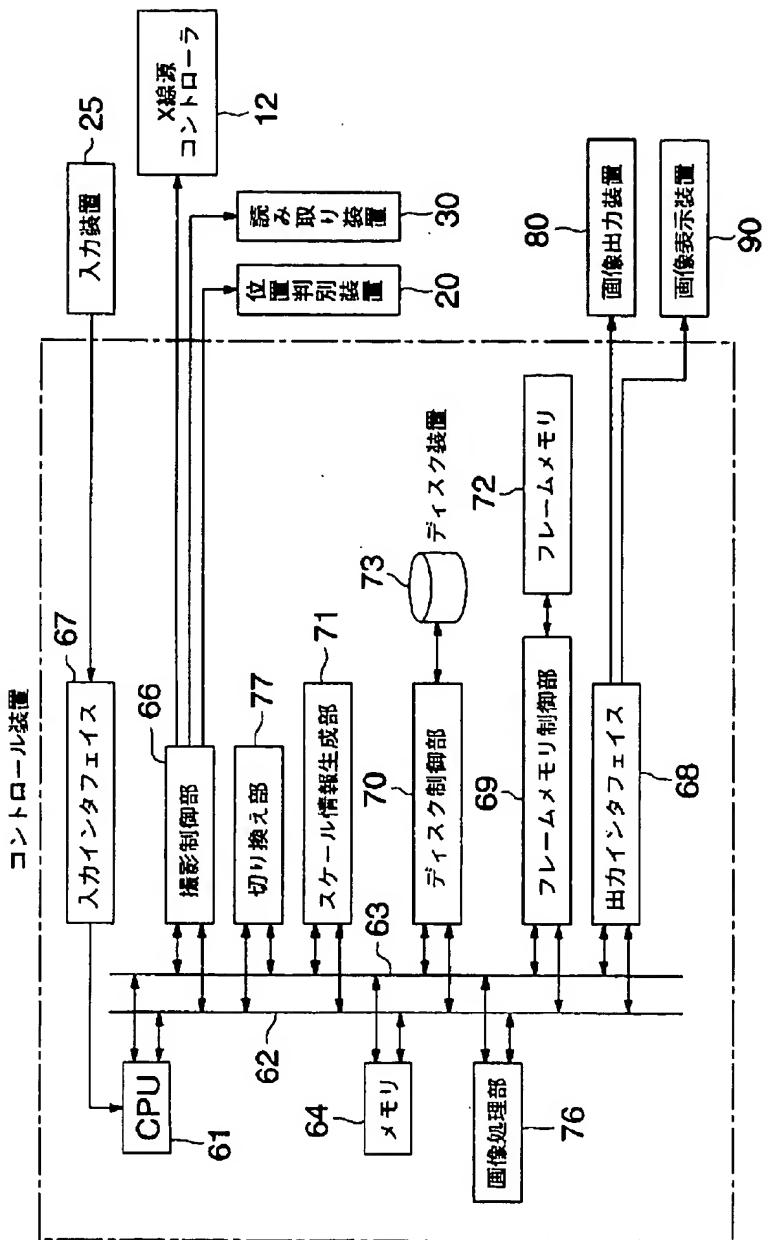


【図9】

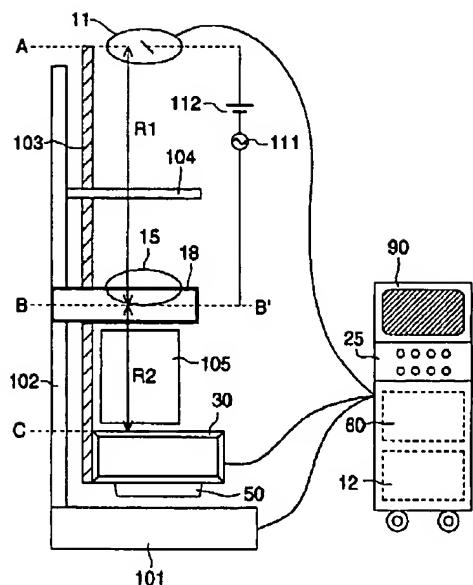
【図2】



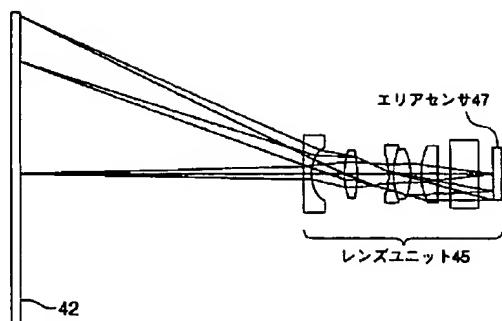
【図5】



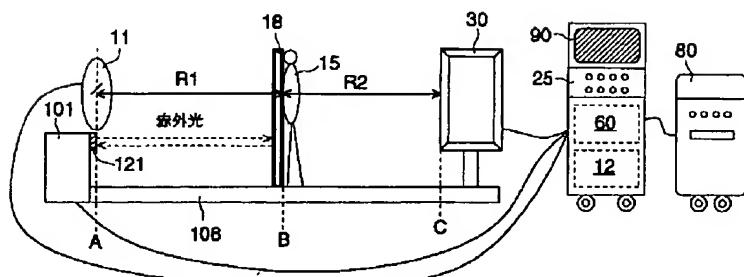
【図6】



【図10】



【図7】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷
// G 0 1 T 1/20

識別記号

F I
G 0 1 T 1/20

テ-ヤコ-ト' (参考)
C
E

F ターム(参考) 2G088 EE01 EE27 FF02 FF14 GG14
GG16 GG19 GG20 JJ05 JJ09
KK32
2H013 AA21 AC20
4C093 CA08 CA15 CA37 CA50 EA02
EB04 EB05 EB12 EB17 EC30
EC32 FA12 FA18 FA59 FF13
FF22